

## Estudo de caso de malformação congénita, com quantificação do êmbolo em 4 sistemas de suspensão para próteses endosqueléticas transtibiais com encaixe TSB

José Fulgêncio Matos<sup>1</sup>, Mário Briôa<sup>1</sup>, Gilda Cunha<sup>2,3</sup>, Margarida Eiras<sup>3,4</sup>, Margarida Ribeiro<sup>5</sup>

1. Área Científica de Ortoprotesia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa. fulgenciomatos@estesi.ipl.pt
2. Área Científica de Matemática, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.
3. Direção do Mestrado em Gestão e Administração em Tecnologias da Saúde, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.
4. Área Científica de Radioterapia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.
5. Área Científica de Radiologia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.

**RESUMO: Introdução** – O efeito de êmbolo é um dos principais problemas relacionados com a eficácia de uma prótese. Uma diminuição do mesmo pode levar a uma marcha mais natural através do aumento da propriocektividade. **Objetivos** – Verificar se existe diferença de valores do efeito de êmbolo entre vários sistemas de suspensão para próteses transtibiais com a utilização de Liners e testar a aplicação de testes de imagiologia na análise da melhor solução protésica para um determinado indivíduo. **Metodologia** – Foi obtida uma radiografia da prótese em carga na posição ortostática, mantendo o peso do indivíduo igualmente distribuído pelos dois pés. Seguidamente foi realizada outra radiografia no plano sagital com o joelho com 30° de flexão, com a prótese suspensa e um peso de 5kg aplicado na extremidade distal da mesma durante 30 seg. Através destes dois exames efetuaram-se as medições do êmbolo para cada tipo de sistema de suspensão. **Resultados** – Dos quatro sistemas estudados apenas três apresentam valores de êmbolo, visto que um dos sistemas não criou suspensão suficiente para suportar o peso colocado na extremidade distal da prótese. Através das medições realizadas nos exames imagiológicos dos três sistemas pudemos encontrar variações de efeito de êmbolo que vão dos 47,91mm aos 72,55mm. **Conclusão** – Através da realização do estudo imagiológico verificaram-se diferenças a nível do efeito de êmbolo nos vários sistemas de suspensão, provando que esta é uma ferramenta viável na avaliação do mesmo. Também através da análise dos resultados ficou notório que o sistema de suspensão *Vacuum Assisted Suspension System* (VASS) é o que apresenta menos êmbolo.

*Palavras-chave: efeito de êmbolo, transtibial, liners, sistemas de suspensão.*

## Case study of a congenital malformation with piston quantification in 4 suspension systems for transtibial modular prostheses with a TSB socket

**ABSTRACT: Introduction** – The piston effect is one of the main problems regarding the effectiveness of prosthesis. A decrease of the piston effect can lead to a more natural gait by increasing proprioceptivity. **Objectives** – Check if there is a difference in piston effect values among various suspension systems for transtibial prosthesis with the use of Liners, and test the application of imaging tests in the analysis of the better prosthetic solution for a particular individual. **Methods** – Radiography of the prosthesis, in charge, in the orthostatic position, keeping the weight of the amputee equally distributed on both

feet. Then was held another x-ray in the sagittal plane with the knee flexed at 30° with a weight of 5kg applied at the distal end of the prosthesis during 30sec. After these two exams the measurements for each type of suspension system was taken. **Results** – Of the four studied systems only three have piston values since one of the systems did not create enough suspension to withstand the weight placed on the distal end of the prosthesis. Through the radiology exams performed, measurements of the three systems could find piston effect variations ranging from 47.91mm to 72.55mm. **Conclusion** – By performing the imaging study there were differences at the level of the piston effect in the various suspension systems, proving that this is a viable tool in the evaluation of the piston effect. Also through the analysis of the results was notorious that the suspension system Vacuum Assisted Suspension System (VASS) is what presents less piston effect.

*Keywords: piston effect, liners, transtibial, suspension systems.*

## Introdução

Embora exista um número elevado de soluções disponíveis para a suspensão das próteses transtibiais, médicos e ortoprotésicos baseiam a sua seleção meramente em critérios subjetivos resultantes da sua experiência profissional<sup>1</sup>.

Surge então a necessidade de criar métodos de avaliação e a criação de informação assente em evidência científica de apoio à tomada de decisão.

A harmonia entre o membro residual e a prótese é determinante para que esta cumpra a sua função e possibilite uma marcha eficaz. Um encaixe bem ajustado/adaptado e confortável, com um sistema de suspensão eficaz e confortável, permite à pessoa com amputação a continuidade das suas atividades da vida diária, mantendo o coto funcional<sup>2-3</sup>.

O sistema de suspensão e o ajuste do encaixe ao coto desempenham um importante papel na funcionalidade da prótese, na mobilidade da pessoa com amputação e na sua satisfação em geral com o dispositivo. O conforto e a eficácia funcional da prótese estão intimamente relacionados<sup>3</sup>.

O sujeito amputado ao nível transtibial frequentemente apresenta queixas de desconforto, feridas, fricção, dermatites, alterações de volume e de inadequada suspensão<sup>4-5</sup>, sendo essas queixas razão para limitações nas atividades da vida diária<sup>5</sup>. Pretende-se que na prótese transtibial o ajuste do encaixe permita que exista um perfeito contacto entre o encaixe e o coto, sem que haja danos na pele ou desconforto de alguma forma<sup>6</sup>.

Em 1959 surge o encaixe transtibial PTB (*Patellar – Tendon Bearing Prosthesis*), com uma suspensão simples numa braçadeira supracondiliana, conhecido em português como o “Encaixe de Apoio do Tendão Rotuliano”<sup>7</sup>.

Em 1986 surge uma prótese constituída por um encaixe flexível e um encaixe rígido com aberturas que, suportando o peso do corpo, permitiam a expansão muscular e *liners* roll-on (manga flexível de silicone que se desenrola ao longo do coto)<sup>7-8</sup>.

Estes *liners* introduziram uma série de vantagens em comparação com os sistemas mais antigos, sendo uma das vantagens o facto de efetivamente conseguir dispersar as forças sobre o coto<sup>6</sup>, ser resistente à água, suor e influências

atmosféricas, inodora e insípida<sup>9</sup>.

Estes mesmos *liners* foram concebidos para serem utilizados com o encaixe TSB (*Total Surface Bearing*), encaixe de contacto total, em que as forças do peso do indivíduo amputado e da resultante da marcha são exercidas em todo o membro residual, deixando de haver zonas exclusivamente de pressão e outras exclusivamente de descompressão<sup>10-11</sup>. Este encaixe foi desenvolvido no sentido de compensar as limitações do encaixe PTB. Pela distribuição da pressão por todo o coto torna a prótese mais confortável e reduz a possibilidade de desenvolver edema distal. O encaixe TSB é mais leve e apresenta melhores resultados de suspensão<sup>11</sup>.

Qualquer sistema de suspensão tem dois grandes objetivos: a) permitir que a pessoa com amputação se sente confortavelmente e b) suspender firmemente a prótese durante a atividade física, mais concretamente na fase oscilante da marcha<sup>11</sup>.

Constituem, deste modo, objetivos deste trabalho:

- i) Verificar se existe diferença de valores do efeito de êmbolo entre vários sistemas de suspensão para próteses transtibiais com a utilização de *liners*;
- ii) Testar a adequabilidade da aplicação de testes imageológicos na seleção da melhor solução protésica para um determinado indivíduo.

## Metodologia

Foi realizado um estudo de caso clínico para a recolha dos dados relativos ao êmbolo existente nas próteses em estudo, seguindo-se o protocolo realizado em 1997 por Narita<sup>12</sup>, onde foram estudados indivíduos com amputações transtibiais de etiologia traumática, com cotos de comprimentos entre os 13cm e os 29cm (média: 19,8cm). O procedimento utilizado consistiu em radiografar, na posição ortostática, a prótese em carga mantendo o indivíduo amputado com o peso igualmente distribuído pelos dois pés (imagem obtida no plano frontal). Desta imagem será obtido o valor que dista perpendicularmente do bordo distal da tíbia ao encaixe rígido. Após estas medições são obtidas novas imagens com o joelho numa flexão de 30°, com a prótese suspensa, aplicando-se um peso de 5kg, durante 30 segundos. Execu-

tam-se as medições para verificar quais os valores apresentados entre a parte distal da tíbia e a medida perpendicular desta ao encaixe. Da subtração destas duas medidas obtemos o deslocamento do coto dentro do encaixe. Este peso colocado distalmente na prótese pretende imitar as forças produzidas na fase oscilante da marcha quando o indivíduo caminha<sup>3,12</sup>. Como garantia de que o joelho se manterá na posição de 30° em todo o período necessário para a recolha das radiografias, será acoplado ao equipamento de imagiologia um dispositivo especificamente produzido para este fim (cf. Figura 1). Board<sup>13</sup> afirma que um peso de 4,5kg acoplado distalmente à prótese equivale a uma velocidade de marcha aproximada de  $71 \pm 10 \text{ m/min}^{14}$ .

### Sistemas de suspensão

Uma compreensão adequada dos modelos existentes e modo de funcionamento dos diferentes sistemas de suspensão é essencial para melhor se compreender a importância do objetivo a que nos propomos. Assim, apresentamos sumariamente os diferentes sistemas de suspensão, no que consistem e como funcionam.

Uma boa suspensão reduz o risco de danos na pele, como irritação e/ou feridas, pela minimização dos movimentos entre o encaixe e o coto (êmbolo e torque)<sup>3,11,15</sup>.

Existem dois grandes grupos de soluções de suspensão, as convencionais, mais antigas, e as contemporâneas que surgiram nos anos 80 com a introdução dos *liners*, sendo que as contemporâneas se dividem em *Suspensão por liners com PIN*<sup>11,15</sup>, *Suspensão por Sucção com Liners*<sup>15</sup> e *Suspensão por Vácuo Activo (Vacuum Assisted Suspension System)*<sup>13</sup>.

Todas estas suspensões têm em comum a utilização de um *liner* em silicone ou em poliuretano<sup>2,4,6,13,16</sup>.

Uma prótese com um sistema de suspensão eficaz deverá ser capaz de sustentar o movimento do coto dentro de encaixe e proporcionar uma equilibrada distribuição das forças a que o coto está sujeito na fase oscilante da marcha<sup>17</sup>. Deve também reduzir os picos de pressão a que o coto está sujeito ao longo da marcha e as forças de cisalhamento<sup>18</sup>, de forma a evitar a dor e as lesões cutâneas<sup>11,15,19</sup>.

O sistema de PIN consiste num *liner* maleável normalmente fabricado num polímero de silicone ou por um elastómero termoplástico e que possui um dispositivo metálico estriado, designado por PIN, na sua extremidade distal, que é acoplado num *shuttle locks*, fixando o *liner* ao encaixe<sup>11,20</sup>. Tem como objetivo a dispersão das forças de cisalhamento responsáveis pelo êmbolo existente entre o coto e o encaixe que, por sua vez, serão responsáveis pela irritação ou mesmo ulceração da pele<sup>11,15,21</sup>.

Poucos anos depois, devido ao aumento do número de pessoas com amputação transtibial insatisfeitas com o desconforto provocado pela tração distal do sistema PIN, surgiu o sistema de suspensão por sucção<sup>6,22</sup>. Este sistema utiliza um interface de silicone ou poliuretano (*TEC<sup>R</sup> Interface-Total Environment Control*)<sup>5</sup>, sem o PIN, colocado num encaixe com uma válvula de expulsão de ar unidireccional e uma

joelheira de suspensão que sela a entrada de ar do exterior para dentro do encaixe<sup>6,15-16,22-23</sup>.

Uma variante deste sistema foi a colocação de membranas de silicone (membranas hipobáricas) na zona inferior do *liner* que aderiam às paredes do encaixe, criando uma barreira à entrada do ar. Com o auxílio de uma válvula unidireccional de expulsão do ar criava-se a sucção no espaço entre estas e a parte distal do encaixe, criando assim a suspensão da prótese<sup>15</sup>.

A suspensão por VASS, criada por Carl Caspers<sup>23</sup> em 1996<sup>24</sup> é aplicada em 1999 e surge para colmatar as queixas das alterações de volume do coto<sup>2,16,23,25</sup>, sendo a suspensão obtida pela expulsão das moléculas de ar existentes entre o *liner* e o encaixe através duma bomba. Este sistema cria um conjunto de forças aproximadamente de 78 KPa, o que representa a resistência a uma força de tração de 70kg (força necessária para promover a separação do encaixe do *Liner*)<sup>13,16,22-23</sup>. As forças que durante o dia possam ser responsáveis pela queda da prótese raramente excedem 5-10kg<sup>23</sup>.

Um dos principais indicadores da eficácia do sistema de suspensão nas próteses do membro inferior é a quantidade de deslocamento vertical que ocorre entre o coto e o encaixe, o *liner* e o encaixe ou o *liner* e os tecidos moles do coto, a que se dá o nome de êmbolo<sup>3,26</sup>.

Menos êmbolo poderá resultar numa marcha mais natural, com a perceção por parte da pessoa amputada de que a prótese faz parte dela<sup>27</sup>. Muitos métodos foram utilizados de forma a quantificar a dimensão do êmbolo nas próteses do membro inferior estática e dinamicamente, mas o recurso à imagiologia foi o método mais popular, ocupando este 70% dos estudos realizados com idênticos objetivos<sup>3</sup>.

Como forma de medir o deslocamento que ocorre na fase oscilante da marcha, investigadores adicionavam pesos às próteses em posições estáticas de forma a promover um deslocamento idêntico àquele que ocorre na fase dinâmica<sup>12-13,27</sup>. Dos estudos existentes, 70% simulam a fase oscilante da marcha adicionando pesos distalmente à prótese<sup>3</sup>.

### Participante

O participante deste estudo é do sexo masculino, com 22 anos, 170cm, 71kg, portador de uma anomalia congénita, Q68.4<sup>28</sup>, Q73.1<sup>28</sup> e Q72.3<sup>28</sup>, que foi intervencionada, ficando com uma amputação transtibial unilateral à Direita, pelo terço médio, com um coto com 14cm, de formato cónico com 19cm de perímetro (4cm acima da extremidade distal) e com um nível de atividade K3<sup>11,29</sup>, sem dores de qualquer origem no coto, sem limitações articulares e sem patologias associadas. Este sujeito foi selecionado pelo facto de não possuir/utilizar nenhuma prótese no último ano, tendo deambulado com o recurso exclusivo a auxiliar de marcha (canadianas). Esta particularidade é de extrema importância, porque o indivíduo em estudo nunca foi exposto a nenhuma das variáveis em estudo, nomeadamente os tipos de suspensão.

**Tabela 1:** Características das próteses utilizadas no estudo

Prótese	A	B	C	D
Tipo de encaixe	TSB	TSB	TSB	TSB
Tipo de Interface	<i>liner</i> silicone	<i>liner</i> silicone	<i>liner</i> poliuretano	<i>liner</i> poliuretano
Tipo de suspensão	Sucção por válvula e membranas hipobáricas	PIN	Sucção por válvula e joelheira	VASS
Pé (585g)	Pé dinâmico Otto Bock	Pé dinâmico Otto Bock	Pé dinâmico Otto Bock	Pé dinâmico Otto Bock
Peso da prótese com sistema de suspensão	1780g	1655g	1830g	1845g
Peso da prótese sem sistema de suspensão	1265g	1350g	1390g	1425g

## Resultados

A apresentação dos resultados segue a ordem da realização dos estudos imagiológicos. No caso da suspensão por sucção por membranas hipobáricas – Prótese A, os resultados não são apresentados pois, durante o teste, verificou-se que o sistema não efetuava uma suspensão necessária para a realização do teste com os 5kg de tração, ocorrendo a queda da prótese. Nos outros testes encontramos diferenças de êmbolo que vão desde os 47,91mm até aos 72,55mm, como se constata na Tabela 2.

Narita<sup>12</sup>, no seu estudo publicado em 1997, afirmava que o êmbolo duma prótese com encaixe TSB era de  $25,3 \pm 9$ mm. Os resultados obtidos no nosso estudo não coincidem em nenhuma das situações (prótese A, B, C, D), sendo o valor médio obtido de  $60,2 \pm 12,3$ mm.

Na suspensão por sucção (prótese A), as compressões proximais são na ordem dos 1,1KPa na fase oscilante, o que promove uma normal circulação sanguínea bastante abaixo do valor de oclusão dos vasos capilares, que é de 4,3 KPa<sup>6</sup>. Esta compressão positiva origina uma perda em média de

**Tabela 2:** Resultados do valor do êmbolo nos diferentes sistemas de suspensão

SISTEMA DE SUSPENSÃO	Com 5Kg de tração	Sem tração	Êmbolo
Suspensão por sucção por membranas hipobáricas (A)	Sd	Sd	Sd
Suspensão por sistema PIN (B)	101,26mm	47,58mm	53,68mm
Suspensão por sucção com joelheira de silicone (C)	124,88mm	52,33mm	72,55mm
Suspensão por VASS (D)	106,87mm	58,96mm	47,91mm

O deslocamento longitudinal ocorrido na prótese B, de 53,68mm, ocorreu exclusivamente entre a tibia e os tecidos constituintes do coto, não havendo nenhum deslocamento entre o *liner* e o encaixe. No entanto, os valores obtidos na prótese C de 72,55mm e na prótese D de 47,91mm devem-se a um deslocamento longitudinal ocorrido entre os tecidos e também um deslocamento entre o *liner* e o encaixe.

## Discussão

Os sistemas de suspensão devem impedir a excessiva deslocação transversal, longitudinal e rotacional do coto dentro do encaixe<sup>30</sup>. Estes sistemas devem auxiliar a estabilizar e incrementar a ligação da prótese ao coto, reduzindo o êmbolo, aumentando a proprioceção e proporcionando uma marcha mais natural<sup>3</sup>. Diferentes métodos foram usados como forma de quantificar o movimento de êmbolo nas próteses do membro inferior, duma forma estática e dinâmica; no entanto, a imagiologia ainda continua a ser o método mais utilizado<sup>3</sup>.

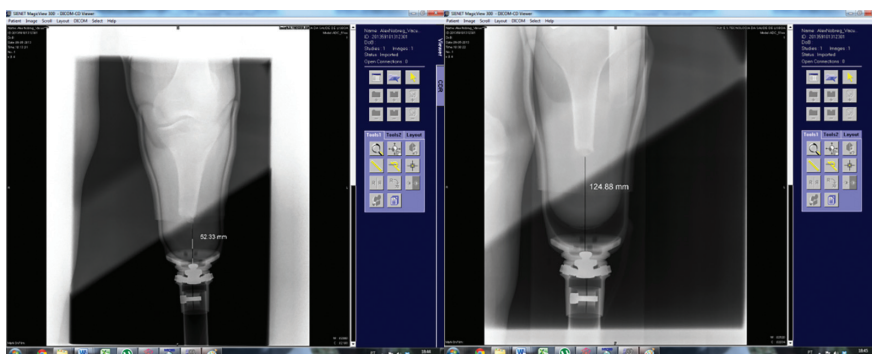
6,5% do volume, ocorrendo 95% desta alteração nas primeiras duas horas<sup>13</sup>. Esta situação é explicada pela constante pressão exercida sobre o coto, aumentando a “expulsão” do líquido intersticial do mesmo<sup>22-23</sup>.

Uma hipótese para os resultados da prótese A, tendo em conta que a perda de volume do coto está localizada exclusivamente na massa muscular que o constitui e que o indivíduo em estudo possui uma agenesia do perónio (aumentando a percentagem de massa muscular em relação à massa óssea), a percentagem de redução de volume é muito maior, neste caso, que nos indivíduos amputados que possuem tibia e perónio, podendo ser superior aos 6,5% descritos anteriormente<sup>13</sup>.

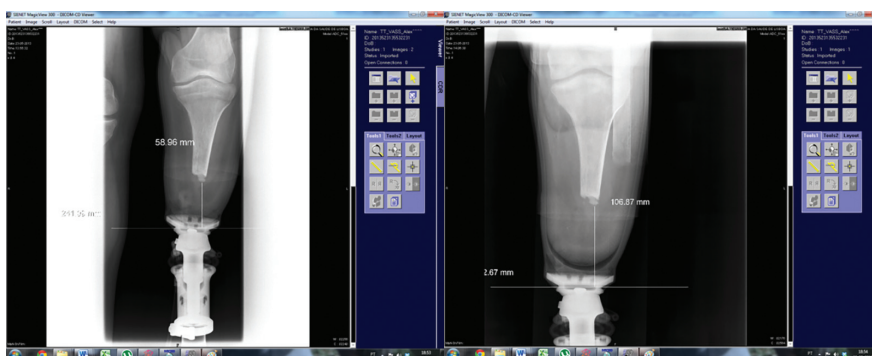
A suspensão da prótese B aplica, em média, uma compressão de 6,7KPa na região proximal do coto na fase oscilante, compressão de valor muito acima de 4,3KPa, valor máximo para a não oclusão dos vasos capilares<sup>6</sup>. No entanto, neste sistema de suspensão não existe alteração signifi-



**Figura 1:** Imagiologia da prótese com suspensão por PIN em posição ortostática (à esquerda) e com a tração de 5kg (à direita).



**Figura 2:** Imagiologia da prótese com suspensão por sucção e joelheira de silicone em posição ortostática (à esquerda) e com a tração de 5kg (à direita).



**Figura 3:** Imagiologia da prótese com suspensão por VASS em posição ortostática (à esquerda) e com a tração de 5kg (à direita).

cativa do volume do coto<sup>2</sup>, porque o sistema não aumenta a circulação global, antes pelo contrário, promove a sua congestão<sup>23</sup> devido a uma forte “sucção” distal que favorece a reposição de líquidos intersticiais enquanto simultaneamente cria uma vasoconstricção a nível proximal durante a fase oscilante, criando condições para o edema distal<sup>6,23</sup>. Por estas razões, acreditamos que os valores de êmbolo obtidos, e muito superiores aos referenciados, não se devem à alteração do volume do coto, mas ao estiramento anormal dos tecidos do coto quando sujeito à tração, devido à agenesia do perónio.

A suspensão da prótese C apresenta os mesmos valores de pressão que a prótese A; no entanto, como o sistema de bloqueio da entrada de ar no encaixe é efetuado por uma joelheira é esta que inibe o deslocamento acima do valor obtido (72,55mm), impedindo que a prótese se separe do coto.

A suspensão da prótese D é obtida pela expulsão das moléculas de ar existentes entre o *liner* e o encaixe através duma bomba, que cria um conjunto de forças de sucção de 78KPa, o que equivale à necessidade da aplicação de uma força de tração de sentido inverso de 70kg para que haja separação da prótese<sup>13,16,22-23</sup>.



A aplicação deste sistema de suspensão baseado no fornecimento de vácuo durante a fase oscilante da marcha melhora o ajuste da prótese, evitando alterações de volume<sup>2,25</sup>, incrementando o conforto e aumentando a funcionalidade diária<sup>25</sup>. Como no sistema VASS o volume do coto se mantém ou aumenta, o pico das pressões positivas e o êmbolo são reduzidos e a marcha torna-se mais simétrica devido ao reforço da ligação entre o encaixe e o coto<sup>16</sup>. Também origina um aumento da propriocepção, o que leva a uma melhoria da funcionalidade<sup>13,19</sup>.

As possíveis explicações de como a suspensão VASS melhora o volume do coto nas atividades de vida diária devem-se ao facto de menos líquido intersticial ser expulso do coto devido a uma redução na pressão positiva durante a fase de contacto total e devido a um aumento da pressão negativa durante a fase oscilante (27% superior, quando comparado com a mesma fase no sistema de suspensão por sucção)<sup>22-23</sup>.

### Conclusão

Tendo em conta que o sistema de suspensão e o ajuste do encaixe protésico desempenham um papel extremamente importante na funcionalidade da prótese, na mobilidade que a pessoa amputada atinge com a sua utilização e na satisfação da mesma, podemos afirmar que, com base nos resultados obtidos, a melhor solução para este indivíduo é o sistema de suspensão VASS.

Com a aplicação deste método, podemos afirmar que o mesmo se apresenta como uma fonte viável de informação e quantificação do êmbolo nas próteses transtibiais, podendo ser utilizado na tomada informada de decisão. Embora os resultados deste estudo de caso não possam ser extrapolados para a população em geral de pessoas com amputações transtibiais, pelo número de participantes e especificidades do mesmo, serve como prova de que existem diferenças significativas no que diz respeito ao êmbolo dos diferentes sistemas de suspensão.

### Considerações finais e limitações

Difícilmente se poderá, baseado neste método, definir a melhor solução para cada caso específico, pois o êmbolo, embora sendo um parâmetro importante, não é o único a ter em consideração aquando da definição de eficiência duma prótese transtibial. Existe, portanto, a necessidade de realização de mais estudos de caso, ou *serial cases*, em campos como o consumo energético, a percepção de funcionalidade, a qualidade de vida, entre outros.

### Agradecimentos

Ao Dr. Marcelo Cuscuna, Diretor Geral da empresa Ottobock Ibérica, e à D. Rosa Santos, Diretora Comercial da empresa Ottobock Ibérica, pelo apoio na realização deste estudo.

### Referências bibliográficas

1. Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Razak

- NA. Transtibial prosthesis suspension systems: systematic review of literature. Clin Biomech. 2014;29(1):87-97.
2. Klute GK, Berge JS, Biggs W, Pongnumkul S, Popovic Z, Curlless B. Vacuum-assisted socket suspension compared with pin suspension for lower extremity amputees: effect on fit, activity, and limb volume. Arch Phys Med Rehabil. 2011;92(10):1570-5.
3. Eshraghi A, Osman NA, Gholizadeh H, Karimi M, Ali S. Pistoning assessment in lower limb prosthetic sockets. Prosthet Orthot Int. 2012;36(1):15-24.
4. Hatfield AG, Morrison JD. Polyurethane gel liner usage in the Oxford Prosthetic Service. Prosthet Orthot Int. 2001;25(1):41-6.
5. Åström I, Stenström A. Effect on gait and socket comfort in unilateral trans-tibial amputees after exchange to a polyurethane concept. Prosthet Orthot Int. 2004;28(1):28-36.
6. Beil TL, Street GM. Comparison of interface pressures with pin and suction suspension systems. J Rehabil Res Dev. 2004;41(6A):821-8.
7. Bowker JH, Pritham CH. The history of amputation surgery and prosthetics. In Smith DG, Michael JW, Bowker JH, editors. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 3<sup>rd</sup> ed. Washington: American Academy of Orthopaedic; 2004. p. 3-19. ISBN 9780892033133
8. Carvalho JA. História das amputações e das próteses. In Carvalho JA, ed. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. 2<sup>a</sup> ed. São Paulo: Manole; 2002. cap. 1. ISBN 852041642X
9. Pflieger T. Confecção de próteses para o membro inferior. In Pedrinelli A, editor. Tratamento do paciente com amputação. São Paulo: Roca; 2004. p. 285-98. ISBN 9788572414883
10. Staats TB, Lundt J. The UCLA total surface bearing suction below-knee prosthesis. Clin Prosthet Orthot. 1987;11(3):118-30.
11. Berke GM. Transtibial prostheses. In Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC, editors. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 2<sup>nd</sup> ed. St. Louis, MI: Butterworth-Heinemann; 2007. p. 679-710. ISBN 9780750674799
12. Narita H, Yokogushi K, Shi S, Kakizawa M, Nosaka T. Suspension effect and dynamic evaluation of the total surface bearing (TSB) trans-tibial prosthesis: a comparison with the patellar tendon bearing (PTB) trans-tibial prosthesis. Prosthet Orthot Int. 1997;21(3):175-8.
13. Board WJ, Street GM, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions. Prosthet Orthot Int. 2001;25(3):202-9.
14. Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. J Bone Joint Surg Am. 1976;58(1):42-6.
15. Michael JW. Prosthetics suspensions and components. In Smith DG, Michael JW, Bowker JH, editors. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic,

- and rehabilitation principles. 3<sup>rd</sup> ed. Washington: American Academy of Orthopaedic; 2004. p. 409-20. ISBN 9780892033133
16. Goswami J, Lynn R, Street G, Harlander M. Walking in a vacuum-assisted socket shifts the stump fluid balance. *Prosthet Orthot Int*. 2003;27(2):107-13.
  17. Grevsten S. Patellar tendon bearing suction prosthesis: clinical experiences. *Ups J Med Sci*. 1977;82(3):209-20.
  18. Viel É. A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções. São Paulo: Manole; 2001. ISBN 852041155X
  19. Brunelli S, Aversa T, Delusso S, Trallesi M. Vacuum assisted socket system in transtibial amputees: clinical report. *Ortopädie Technik Q*. 2009;2:2-7.
  20. Kristinsson O. The ICEROS concept: a discussion of a philosophy. *Prosthet Orthot Int*. 1993;17(1):49-55.
  21. Coleman KL, Boone DA, Laing LS, Mathews DE, Smith DG. Quantification of prosthetics outcomes: elastomeric gel liner with locking pin suspension versus polyethylene foam liner with neoprene sleeve suspension. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(4):591-602.
  22. Beil TL, Street GM, Covey SJ. Interface pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev*. 2002;39(6):693-700.
  23. Street GM. Vacuum suspension and its effects on the limb. *Orthopädie Tech*. 2007;4:4-7.
  24. Caspers CA. Hypobarically-controlled artificial limb for amputees: patent US 5549709 A. Google Patents; 1996. Available from: <http://www.google.com/patents/US5549709>
  25. Gerschutz MJ, Denune JA, Colvin JM, Schober G. Elevated vacuum suspension influence on lower limb amputee's residual limb volume at different vacuum pressure settings. *J Prosthet Orthot*. 2010;22(4):252-6.
  26. Mak AF, Zhang M, Boone DA. State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics-socket interface. *J Rehabil Res Dev*. 2001;38(2):161-74.
  27. Söderberg B, Ryd L, Persson BM. Roentgen stereophotogrammetric analysis of motion between the bone and the socket in a transtibial amputation prosthesis: a case study. *J Prosther Orthot*. 2003;15(3):95-9.
  28. World Health Organization. International statistical classification of diseases and related health problems (ICD-10): version for 2010. 10<sup>th</sup> rev. Geneva: WHO; 2011. ISBN 9789241548342
  29. Filho DJ. Pés protéticos. In Pedrinelli A, editor. *Tratamento do paciente com amputação*. São Paulo: Roca; 2004. p. 307-22. ISBN 9788572414883
  30. Gholizadeh H, Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Arifin N, Abas WA. Evaluation of new suspension system for limb prosthetics. *Biomed Eng Online*. 2014;13:1.

Artigo recebido em 18.09.2014 e aprovado em 04.03.2015